

**EFFECTO DEL TIPO DE MATERIAL SOBRE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE
ENDOCORONAS FABRICADAS EN CAD/CAM**

Autores: Andrés Fernando Blanco Inzunza y Andrea Karina Rodríguez Frias

Directores

Dr. Edgar Humberto Guiza Crisancho y Dra. Gloria Cristina Moreno Abello

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar por el título de especialista en
rehabilitación oral**

**Pontificia Universidad Javeriana
Facultad de Odontología
Especialización en Rehabilitación Oral
Bogotá
Octubre 2023**

Efecto del tipo de material sobre la resistencia a la fractura de endocoronas fabricadas en CAD/CAM

Effect of material on the fracture resistance of endocrowns manufactured in CAD/CAM

Edgar Humberto Guiza Cristancho. Odontólogo, Pontificia Universidad Javeriana. Rehabilitador Oral, Pontificia Universidad Javeriana. Docente de Posgrado de Rehabilitación Oral, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia. eguiza@javeriana.edu.co

Gloria Cristina Moreno Abello. Odontóloga, Pontificia Universidad Javeriana. Maestría en Microbiología, Pontificia Universidad Javeriana. Docente de Posgrado de Rehabilitación Oral, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia. gcmoreno@javeriana.edu.co

Andrea Karina Rodríguez Frías. Odontóloga, Pontificia Universidad Javeriana. Residente Rehabilitación Oral, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia. ro-andrea@javeriana.edu.co

Andrés Fernando Blanco Inzunza. Odontólogo, Pontificia Universidad Javeriana. Residente Rehabilitación Oral, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia.
andres.blanco@javeriana.edu.co

Resumen

Antecedentes: Diferentes estudios describen el comportamiento del disilicato de litio y la cerámica híbrida relacionado a su adaptación marginal, resistencia a la fractura y tipo de preparación; sin embargo, su evidencia es aún escasa y poco concluyente. Adicionalmente, las comparaciones se han realizado de manera individual y no simultáneas con estos materiales. *Objetivo:* Evaluar el efecto de los materiales disilicato de litio y cerámica híbrida para la fabricación de endocoronas CAD-CAM sobre la resistencia a la fractura. *Materiales y métodos:* Se seleccionaron 12 terceros molares superiores y se dividieron aleatoriamente en 2 grupos: endocoronas en disilicato de litio (DL) y en cerámica híbrida (CH). Se realizó una única preparación para todas las endocoronas dejando la línea terminal 2 mm sobre la unión cemento-esmalte, se les realizó endodoncia y se selló la cámara pulpar. Las preparaciones fueron escaneadas y se restauraron con endocoronas en DL y CH. Las muestras fueron sometidas a termociclado, cargas cíclicas y se probaron hasta fallar de forma vertical usando una máquina universal de pruebas. Los datos medios se analizaron usando Kruskal-Wallis ($p = 0,05$). *Resultados:* La mediana de resistencia a la fractura de endocoronas en DL (876,75 MPa) fue mayor que las CH (351,40 MPa). Las muestras que fueron envejecidas tuvieron una mediana de resistencia a la fractura menor (DL: 869.766 MPa; CH: 263.872 MPa) que las que no fueron envejecidas (DL: 946.550 MPa; CH: 378.529 MPa). *Conclusión:* Pese las limitaciones del estudio, hay una mayor resistencia a la fractura de endocoronas en DL que en CH. Existió un comportamiento biomecánico diferente en los dos materiales. La fatiga de los materiales tuvo impacto en la resistencia a la fractura en los dos materiales.

Palabras clave: Endocoronas, disilicato de litio, cerámica híbrida, resistencia a la fractura, preparación dental, CAD/CAM.

Background: Various studies describe the behavior of lithium disilicate and hybrid ceramic concerning their marginal adaptation, fracture resistance, and preparation type; however, the evidence remains scarce and inconclusive. Additionally, comparisons have been conducted individually and not concurrently with

these materials. *Purpose:* To evaluate the effect of the materials lithium disilicate and hybrid ceramic for CAD-CAM endocrown fabrication on fracture resistance. *Methods:* Twelve upper third molars were selected and randomly divided into 2 groups: endocrowns in lithium disilicate (LD) and hybrid ceramic (HC). A single preparation was performed for all endocrowns, leaving the finish line 2 mm above the cement-enamel junction, followed by endodontic treatment and pulp chamber sealing. The preparations were scanned and restored with LD and HC endocrowns. The samples were subjected to thermocycling, cyclic loading, and tested until vertical failure using a universal testing machine. Mean data were analyzed using Kruskal-Wallis ($p = 0.05$). *Results:* The median fracture resistance of LD endocrowns (876.75 MPa) was higher than that of HC (351.40 MPa). The aged samples had a lower median fracture resistance (LD: 869.766 MPa; HC: 263.872 MPa) than the non-aged ones (LD: 946.550 MPa; HC: 378.529 MPa). *Conclusion:* Despite the study's limitations, there is higher fracture resistance in LD endocrowns than in HC. Different biomechanical behavior was observed in the two materials. Material fatigue had an impact on fracture resistance in both materials.

Keywords: Endocrowns, lithium disilicate, hybrid ceramic, fracture resistance, dental preparation, CAD/CAM.

Introducción

A lo largo de los años, la importancia de la preservación del tejido dental junto con la evolución de los materiales dentales ha introducido nuevos principios en la restauración de dientes, dejando de lado los enfoques macromecánicos agresivos (1). Este tejido dental puede verse afectado ya sea por caries, trauma o afección pulpar, lo que se asocia a una gran pérdida de estructura coronal y por ende se requiere tanto de tratamiento de endodoncia como de una restauración que reemplace la estructura coronal perdida (2).

En la mayoría de los casos, los dientes tratados endodónticamente con gran pérdida de estructura coronal se restauran con postes intrarradiculares prefabricados o núcleos colados, además de coronas completas que los recubren (3). Los retenedores intrarradiculares contribuyen a la retención de la parte central de la restauración; sin embargo, al estar introducidos en la raíz, ésta se debilita, generando complicaciones y fracasos en la rehabilitación realizada. Dicha complicación puede ocasionar que el diente pase a tener un mal pronóstico, por lo que se ha dejado a un lado este tipo de tratamiento (3,4,5)

Estudios han demostrado que el uso de retenedores intrarradiculares promueven únicamente retención a nivel coronal y no radicular por lo que esto debilita los tejidos del diente, aumentando de esta manera la probabilidad de fractura dental accidental (5,6). Además, el uso de estos retenedores tienen ciertas limitaciones ya que no se pueden utilizar en casos donde existan dilaceraciones, acortamiento radicular, conductos radiculares obliterados o estrechos y anatomía radicular que impida la inserción de estos (6).

Por lo anteriormente descrito, se propuso un nuevo plan de tratamiento adhesivo y conservador en el año 1995, por Pissis. Este lo describió como un monobloque, llamado “coronas endodónticas adhesivas” ya que involucraba el núcleo y la corona como una misma estructura (7). Pero fue, años más tarde, en 1999, por Bindl y Mormann, cuando le dieron el nombre de endocorona (8).

El tratamiento de endocoronas es definido como una técnica de porcelana en monobloque y es un tratamiento que reemplaza el uso de retenedores intrarradiculares y coronas completas, disminuyendo así el riesgo de fractura. Esta técnica consiste en una sola estructura que utiliza las paredes de la cámara pulpar y la estructura dental remanente como retención. Se describe como una restauración de cobertura completa

con un margen circunferencial, con una línea terminal supragingival y una retención central que se extiende dentro de la cámara pulpar. Están indicadas en casos de dientes tratados endodónticamente y con extensa destrucción coronal los cuales combinan retención macromecánica, micromecánica y adhesiva (1,9).

Las ventajas de utilizar restauraciones como lo son las endocoronas, es que se realiza poca preparación de la estructura dental en comparación con los retenedores intrarradiculares y las coronas completas, la falta de intervención dentro de los conductos radiculares, así como que va a existir menor interfase entre cada parte de la restauración y el diente ya que es un monobloque. En comparación con las coronas convencionales restauradas con un poste intrarradicular, sea colado o de fibra de vidrio, se ha demostrado que las endocoronas son más resistentes a la fractura. También, es un tratamiento sencillo que requiere menos tiempo clínico, bajo costo en comparación con la alternativa de poste intrarradicular y corona completa, facilidad de aplicación y excelentes propiedades estéticas. Por lo tanto, las endocoronas representan ahora una alternativa restauradora, estética y conservadora (10).

Cuatro factores principales que explican el éxito y la longevidad de las endocoronas son la preparación correcta del diente, la selección precisa de materiales de restauración y adhesión, la selección cuidadosa de casos, incluida la categoría del diente, la ubicación de los márgenes y el tejido sano remanente (10).

La preparación del diente que más ha sido descrita en la literatura, para la posterior restauración de esta con una endocorona, es la preparación plana. Esta se realiza de forma plana, perpendicular al eje axial del diente con un margen circunferencial por encima de la unión amelocementaria realizando una línea terminal en forma de chamfer. Además, se prepara la cámara pulpar siguiendo su anatomía, dejando una expulsividad entre 8° y 10° (7).

En la literatura está bien descrito el protocolo para realizar las endocoronas junto con la clasificación del disilicato de litio como gold standard para este tipo de restauraciones. No obstante, cuando se considera el rendimiento de diferentes materiales, la cerámica híbrida emerge como una alternativa con propiedades biomecánicas distintas al disilicato de litio (11).

La cerámica híbrida está compuesta por una matriz dual, en donde se presenta en su mayor porcentaje una matriz cerámica y en menor porcentaje una matriz polimérica, combinando las mejores cualidades de la cerámica y del composite en una misma estructura. Las propiedades cerámicas que le confiere a esta cerámica híbrida son la estética y la resistencia a la presión, mientras que las propiedades poliméricas compensan las fuerzas masticatorias intensas mediante la deformación elástica de la restauración (6).

Esta situación plantea la necesidad de llevar a cabo un estudio comparativo que evalúe el comportamiento de estos materiales y permita seleccionar la alternativa más adecuada para una restauración clínica. Además, poder diseñar un modelo que permita aproximarse lo más posible a una situación clínica, a partir de un diseño que reproduzca el ligamento periodontal, el tratamiento endodóntico, una fatiga térmica y masticatoria, que son parámetros que no se aplican en todos los estudios.

El objetivo principal del presente estudio fue evaluar el efecto de los materiales, disilicato de litio y cerámica híbrida, para la fabricación de endocoronas CAD-CAM sobre la resistencia a la fractura.

Materiales y Métodos

Previa aprobación del Comité de Ética e Investigación de la facultad de odontología de la Pontificia Universidad Javeriana, de Bogotá, Colombia (OD-0271), se realizó un estudio piloto experimental *in vitro* con una muestra de 12 terceros molares superiores humanos sanos obtenidos por indicación de cirugía oral y previa firma del consentimiento informado para la donación de órganos. Se habían recopilado 38 terceros molares superiores, los cuales se codificaron del No. 1 al No. 38, pero al evaluar todas las muestras, se seleccionaron los molares con anatomía radicular con raíces fusionadas, rectas y con ápices cerrados; que tuviesen el área de la cámara pulpar similares entre sí. A partir de estos parámetros mencionados, se tomaron en cuenta 12 dientes como muestra.

Los 12 dientes fueron desinfectados según el protocolo de limpieza y desinfección con solución acuosa de cloramina T al 0,5% y conservados en agua destilada a una temperatura de 4°C dentro de un recipiente de plástico. Posteriormente, fueron codificados de esta manera: 3, 4, 5, 10, 14, 19, 20, 22, 23, 24, 28 y 34.

Se realizó tratamiento endodóntico iniciando apertura de cámara pulpar utilizando fresa redonda de diamante N° 2 (801, Jota, Suiza), se procedió a realizar la preparación de los conductos radiculares con sistema rotatorio (WaveOne Gold primary, Dentsply Sirona, Estados Unidos), #0.25.07, correspondiente a ISO #25, irrigación con 15 ml de hipoclorito de sodio al 5,25% e irrigación final con EDTA al 17% por 1 minuto, la técnica de obturación fue Step Back y realizando condensación lateral, y se obturan los conductos con cemento para endodoncia (AH Plus™, Dentsply Sirona, Estados Unidos), todo realizado por el mismo operador experto.

Se procedió a sellar la cámara pulpar de los terceros molares superiores con ionómero de vidrio modificado con resina (VitreBond™, 3M™ ESPE, Estados Unidos), se fotopolimerizó durante 40 segundos con lámpara de fotocurado (VALO™ Grand, Ultradent Products Inc, Estados Unidos) y se observó un sellado de la cámara pulpar liso y regular.

Alrededor de la raíz del diente, se colocó cera calibrada de 0.30 mm (Figura 1, A.1) y se realizó el montaje de los dientes en bloques de acrílico de autocurado transparente (Veracril®, New Stetic, Colombia) de 20 mm de ancho x 20 mm de alto (Figura 1, A.2), ubicándolos a nivel de la línea amelocementaria quedando así la corona del diente totalmente expuesta. Luego, se sacaron los dientes ya que la cera no permitió la unión del diente con el acrílico transparente y se colocó silicona liviana (elite HD+, Zhermack, Italia) alrededor de la raíz, simulando el ligamento periodontal, y se volvieron a introducir en el bloque de acrílico (Veracril®, New Stetic, Colombia), manteniéndose de esta manera, estables.

La preparación seleccionada fue la preparación plana realizándose en todas las muestras, con fresas troncocónicas de diamante (850SG, Jota, Suiza), dejando 2 mm de remanente dental desde la unión amelocementaria y una cámara pulpar lisa y expulsiva. Se realizaron las medidas de la preparación dental en ancho, alto y profundidad con la preparación plana con remanente dental 2 mm (Figura 1, B).

Se asignan aleatoriamente los 12 dientes en 2 grupos de 6 unidades, cada uno de esta manera: grupo 1: 6 dientes restaurados con endocoronas fabricadas en sistema CAD-CAM en bloques de disilicato de litio (IPS e.max CAD color A2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); grupo 2: 6 dientes restaurados con endocoronas fabricadas en sistema CAD-CAM en bloques de cerámica híbrida (Enamic Translucent color 2M3, VITA Zahnfabrik, Alemania) (Tabla 1).

Tabla 1. Detalles de los materiales utilizados en el estudio.

Grupo	Material	Composición	Casa Comercial
	Cerámica vítrea de disilicato de litio (IPS e.max CAD)	Componente principal: SiO ₂ Componentes adicionales: LiO ₂ , K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ .	Ivoclar Vivadent
DL			
	Cerámica híbrida (VITA ENAMIC)	Cerámica: Componente principal: SiO ₂ Componentes adicionales: Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , ZrO ₂ , CaO.	VITA Zahnfabrik
CH		Polímero: Polímero de metacrilato (UDMA, TEGDMA)	

DL: Disilicato de litio; CH: Cerámica híbrida..

Se realizó escaneado del tipo de preparación con escáner intraoral (CS 3600, Carestream Dental, Estados Unidos) para fabricar las endocoronas de manera digital utilizando el sistema CAD-CAM y los dos materiales seleccionados (disilicato de litio y cerámica híbrida). (Figura 1, C.1)

Se procedió a realizar el diseño de las endocoronas de los 12 terceros molares superiores, en el software inLab (Dentsply Sirona, Estados Unidos), teniendo en cuenta que en todas las superficies de la endocorona debía tener un grosor de 2 mm. (Figura 1, C.2)

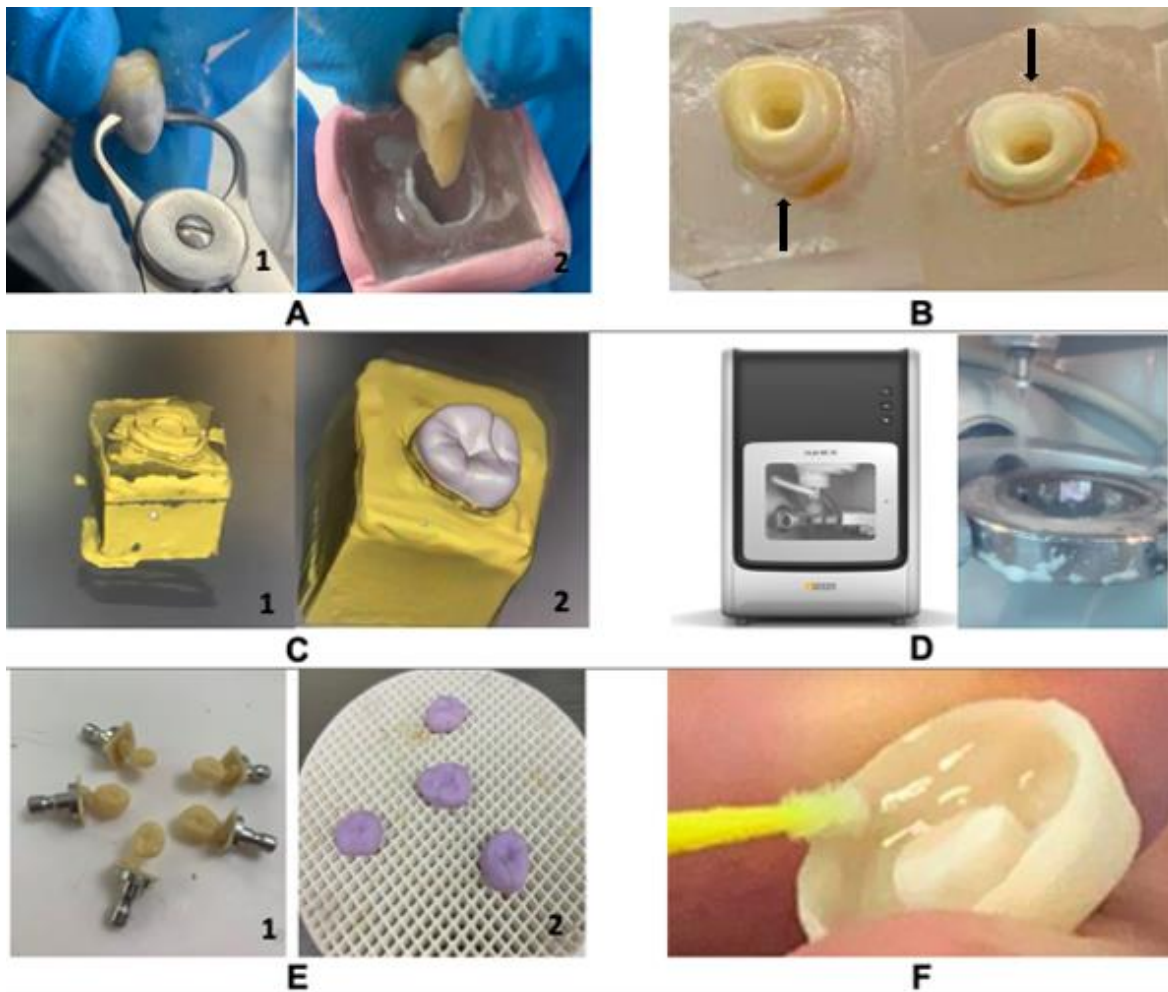
Una vez terminado el diseño de cada endocorona, se procedió a realizar el fresado de los 6 bloques de disilicato de litio IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) y 6 bloques de cerámica híbrida Enamic (VITA Zahnfabrik, Alemania). El fresado de estos 12 bloques se realizó en una fresadora (inLab MC X5, Dentsply Sirona, Estados Unidos), utilizando 3 fresas para cada material que fueron las fresas diamond 1.2, 1,4 y 2.2 (Dentsply Sirona, Estados Unidos). (Figura 1, D)

Al tener las endocoronas ya fresadas en los bloques de Enamic (VITA Zahnfabrik, Alemania), se procedió a cortarlas, pulirlas y probarlas en el diente correspondiente (Figura 1, E.1). En el caso de los bloques IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), pasaron al horno de cerámica (Programat EP 5010, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) durante 20 minutos a 840°C para terminar su cristalización y proceder a la cementación de estas. (Figura 1, E.2)

Posteriormente, se cementaron las endocoronas con el siguiente protocolo: a los 12 dientes se les realizó grabado selectivo con ácido ortofosfórico al 37% (N-Etch, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) durante 20

segundos, lavado con abundante agua durante 40 segundos, secar sin desecar, aplicación de adhesivo universal (All - Bond Universal, BISCO, Estados Unidos) frotándolo y aireándolo durante 20 segundos; a las endocoronas de cerámica híbrida y de disilicato de litio se les realizó grabado con ácido fluorhídrico al 5% (Porcelain-Etchant, BISCO, Estados Unidos) durante 20 segundos (disilicato de litio) y durante 60 segundos (cerámica híbrida), neutralización con solución acuosa de bicarbonato de sodio durante 2 minutos, limpieza con ácido ortofosfórico al 37% (N-Etch, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) durante 30 segundos, lavado con abundante agua y secado, colocación de silano, mezclando la parte A y B (Bis-Silane™, BISCO, Estados Unidos), en 2 capas durante 3 minutos, y cementación con cemento autoadhesivo dual (Duo-Link Universal, BISCO, Estados Unidos) entre la restauración y el diente, se realizó fotopolimerización durante 1 segundo con la lámpara de fotocurado (VALO™ Grand, Ultradent Products Inc, Estados Unidos), se retiraron excesos y se realizó la fotopolimerización final durante 40 segundos en cada superficie de la endocorona (Figura 1, F). Finalmente, se verificó correcta adaptación de la restauración al diente en toda la superficie en el estereomicroscopio (MCH-001 Mantis, Vision Engineering, Inglaterra) con un aumento de x32.

Figura 1. Paso a paso de la fabricación de endocoronas.



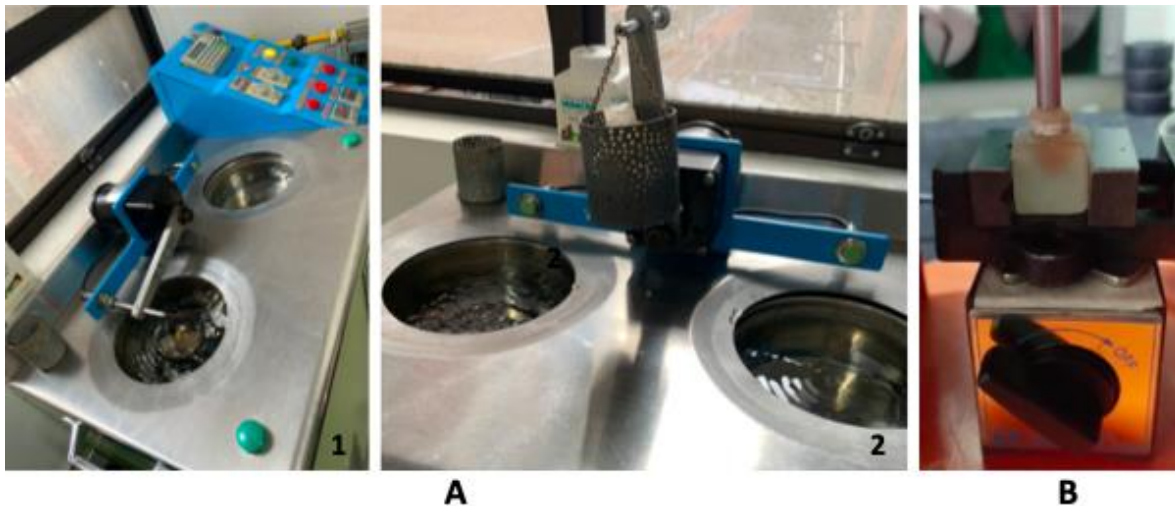
A.1: Cera calibrada de 0.30 mm alrededor de la raíz del diente; **A.2:** Montaje de dientes en bloques de acrílico; **B:** Preparación dental plana con remanente dental de 2 mm; **C.1:** Escaneado de la preparación

dental; **C.2:** Diseño de la endocorona; **D:** Fresado de las endocoronas; **E.1:** Endocoronas en cerámica híbrida; **E.2:** Endocoronas en disilicato de litio previa cristalización en el horno de cerámica; **F:** Protocolo de cementación de las endocoronas.

Envejecimiento

De cada grupo se seleccionaron aleatoriamente 3 dientes restaurados con endocoronas para ser envejecidos. Estos fueron sometidos a termociclado (Thermocycler, SD Mechatronik, Alemania) en donde se sumergieron en agua destilada a 37,5 °C. A las 24 horas, los dientes se sometieron a un proceso de termociclado de 5.000 ciclos (Figura 2, A.1) en donde estuvieron 30 segundos a 5 °C, 15 segundos a temperatura ambiente y 30 segundos a 55 °C (Figura 2, A.2). Posteriormente, a cada uno de estos dientes restaurados se les realizaron cargas cíclicas para el envejecimiento físico de la restauración con fuerzas de 100 Newtons por 5.000 ciclos con una máquina Nemoinductora (Figura 2, B).

Figura 2. Envejecimiento de endocoronas



A.1: Proceso de termociclado de 5.000 ciclos; **A.2:** 15 segundos en donde los dientes se encuentran a una temperatura ambiente; **B:** Cargas cíclicas por 5.000 ciclos en endocoronas.

Resistencia a la fractura

Posteriormente, todos los dientes fueron llevados a la máquina universal de pruebas y de esta manera medir su resistencia a la fractura (Figura 3). La resistencia a la fractura a fuerzas compresivas se midió en una máquina universal de pruebas (AG-IS, Shimadzu, Japón) con un rango de 0 - 5kN.

Figura 3. Resistencia a la fractura.



Para medir la resistencia a la fractura, a la restauración se le aplicó una fuerza axial, verticalmente, perpendicular al plano oclusal y centrada en la superficie oclusal de la restauración, a una velocidad de 0.5 mm/min y una carga de 10 kg/F la cual le permitió una deformación, generando tensiones de compresión que finalmente causaron la fractura de la restauración en sí. La fuerza máxima que produjo la fractura se registró en Newtons (N). Los datos obtenidos en Newton fueron convertidos a Megapascales usando el área de contacto de la punta utilizada en la prueba la cual fue una punta redonda de 1,75 mm de diámetro. Las superficies de fractura de todas las muestras se examinaron con un estereomicroscopio (MCH-001 Mantis, Vision Engineering, Inglaterra) con un aumento de x32 y las fracturas se dividieron en dos grupos: 1: fracturas favorables a nivel o por encima de la unión amelocementaria y solo en la restauración y 2: fracturas desfavorables a un nivel por debajo de la unión amelocementaria.

Los resultados se analizaron con estadística descriptiva y se realizó una primera aproximación mediante la prueba de Kruskal Wallis y de esta forma se determinará si los resultados presentan una diferencia significativa (nivel de significancia del 95% $p=0,05$) en los comportamientos de los materiales con respecto a su resistencia a la fractura.

Resultados

Las características de todos los dientes utilizados en este estudio, previa elaboración de las endocoronas, se describen en la tabla 1.

Tabla 1. Características de la muestra, 12 terceros molares superiores.

Codificación de diente	Anatomía radicular	Ápice	Número de conductos radiculares	Área de la cámara pulpar (Largo x Ancho x Alto)
No. 3	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	3	4 mm x 5 mm x 4 mm
No. 4	Raíces con curvatura apical	Cerrado	3	4 mm x 5 mm x 4.5 mm
No. 5	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	3	4.5 mm x 4.5 mm x 4mm
No. 10	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	3	4 mm x 3.5 mm x 5 mm
No. 14	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	2	4 mm x 5 mm x 4 mm
No. 19	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	3	4 mm x 5 mm x 4 mm
No. 20	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	2	4.5 mm x 4 mm x 4 mm
No. 22	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	2	4 mm x 3.5 mm x 5 mm
No. 23	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	3	4.5 mm x 4 mm x 4 mm
No. 24	Raíces divergentes rectas	Cerrado	2	4.5 mm x 4 mm x 4 mm
No. 28	Raíces divergentes rectas	Cerrado	3	4.5 mm x 4 mm x 4 mm
No. 34	Raíces fusionadas rectas	Cerrado	3	5 mm x 3.5 mm x 4 mm

Los resultados de esfuerzo y deformaciones máximas de las pruebas en los dos materiales utilizados, cerámica híbrida (Enamic, VITA Zahnfabrik, Alemania) y disilicato de litio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), se observan en la tabla 2.

Tabla 2. Resultados esfuerzos y deformaciones máximas de pruebas en **cerámica híbrida** y **disilicato de litio**.

Parámetro	Altura inicial	Fuerza máx	Deformación máx	Esfuerzo máx	% Deformación
Codificación. de Diente	mm	N	mm	N/mm2	%
No. 3	8,15	402,813	3,393	167,47	41,6319
No. 19	7,25	634,688	2,12	263,872	29,2414
No. 34	5,4	1030,94	0,757	428,614	14,0185
No. 10	7,95	910,469	0,883	378,529	11,1069
No. 4	5,85	984,453	0,678	409,288	11,5897
No. 5	5,9	780	0,502	324,286	8,50847
No. 14	8,35	2074,53	3,313	862,49	39,6766
No. 20	5,3	2110,78	1,055	877,561	19,9057
No. 23	6,75	2092,03	2,024	869,766	29,9852
No. 22	6,3	3517,5	2,945	1462,41	46,746
No. 24	5,85	2106,88	1,243	875,937	21,2479
No. 28	6,6	2276,72	1,696	946,55	25,697

mm: milímetros; **N:** Newtons; **N/mm2:** Newtons/milímetros² = MPa

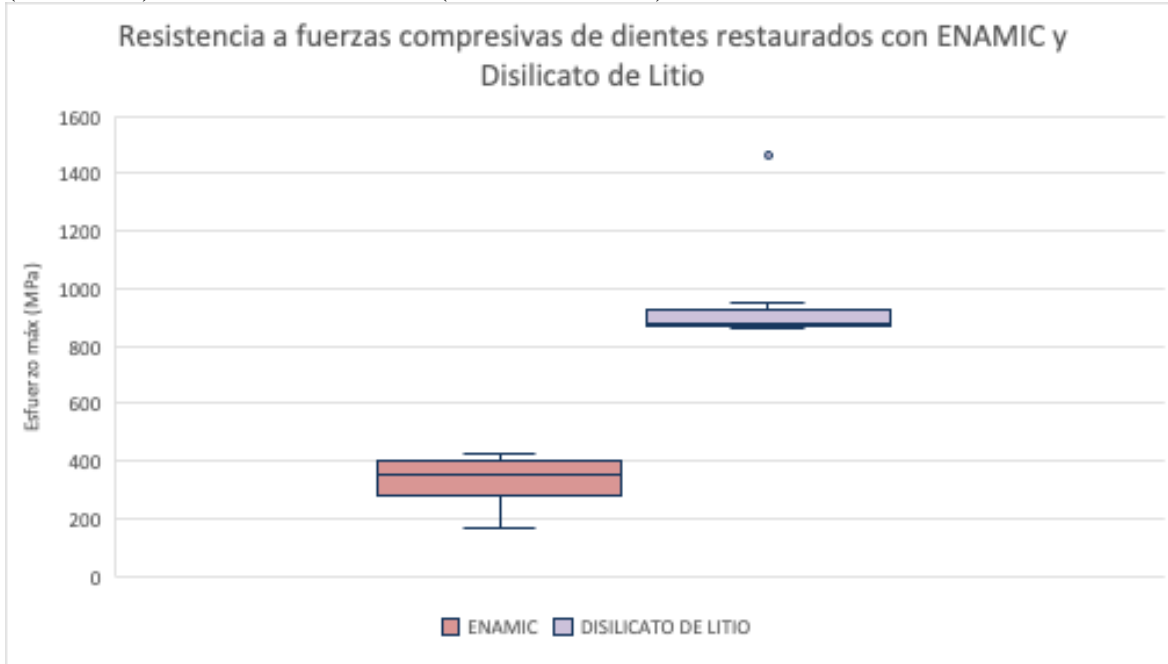
Los valores de resistencia a fuerzas compresivas en endocoronas fabricadas en disilicato de litio duplicaron el valor de las fabricadas en cerámica híbrida, siendo estas últimas significativas menores ($p=0,003948$) (Tabla 3). Vale la pena resaltar que la dispersión de los datos para el disilicato de litio es menor que la de la cerámica híbrida, ya que el disilicato de litio tiene un valor extremo atípico (Figura 4).

Tabla 3. Resistencia a fuerzas compresivas de dientes restaurados con cerámica híbrida (ENAMIC) con disilicato de litio (IPS e.max CAD)

	Material			
	Cerámica híbrida n=6		Disilicato de litio n=6	
	Me	(RIQ)	Me	(RIQ)
Mpa	351,40	(167,470 - 409,288)	876,75	(862,490 - 1.462,410)
Valor de p	0,0039948			

Me: Mediana; RIQ: Rango Intercuartílico; MPa: Megapascales

Figura 4. Comparación de resistencia a fuerzas compresivas de dientes restaurados con cerámica híbrida (ENAMIC) con disilicato de litio (IPS e.max CAD)



MPa: Megapascales.

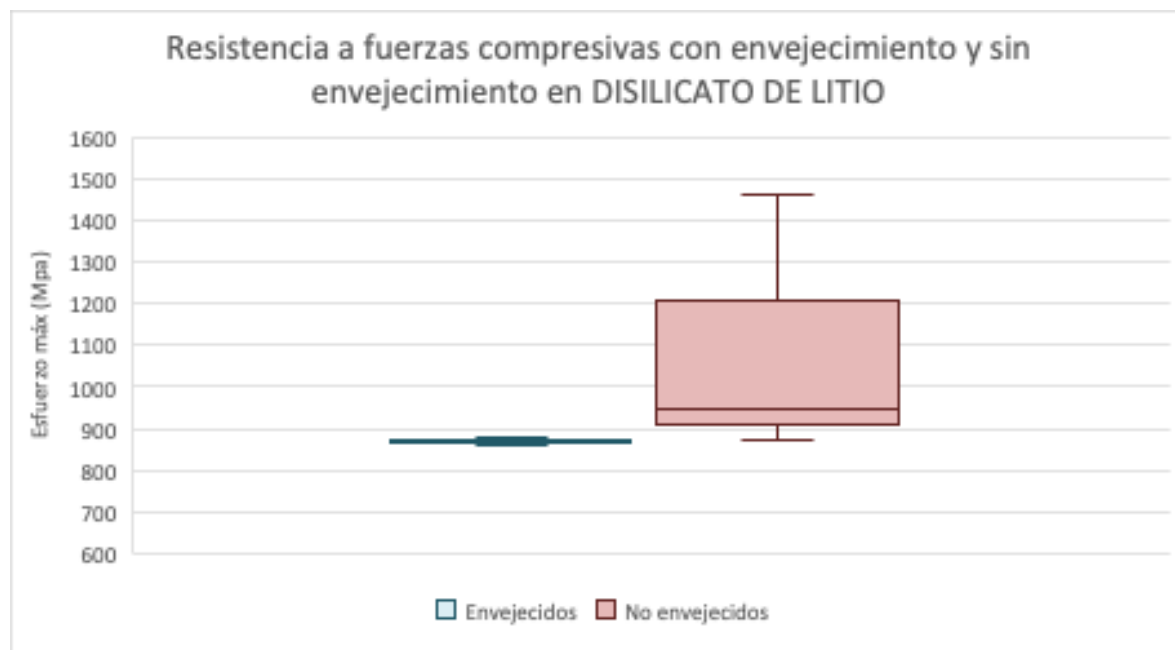
Los valores de resistencia a fuerzas compresivas de endocoronas fabricadas en disilicato de litio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) con proceso de envejecimiento fueron menores comparadas con las que no fueron envejecidas (Tabla 4); pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa ($p=0,13$). Es importante resaltar que las endocoronas que no fueron envejecidas, tuvieron una dispersión de datos mayor que las que fueron envejecidas por el valor extremo atípico de uno de los dientes no envejecidos, ante la resistencia a fuerzas compresivas (Figura 5).

Tabla 4. Resistencia a fuerzas compresivas en dientes restaurados con disilicato de litio (IPS e.max CAD) con y sin proceso de envejecimiento donde similar al grupo de disilicato de litio

	Disilicato de litio					
	Envejecidos (n=3)			No Envejecidos (n=3)		
Diente	14	20	23	22	24	28
Mpa	862.490	877.561	869.766	1462.410	875.937	946.550
Me		869.766			946.550	
Valor de P				0,13		

Me: Mediana; MPa: Megapascales.

Figura 5. Comparación de resistencia a fuerzas compresivas de dientes restaurados con disilicato de litio (IPS e.max CAD) con y sin envejecimiento



MPa: Megapascales.

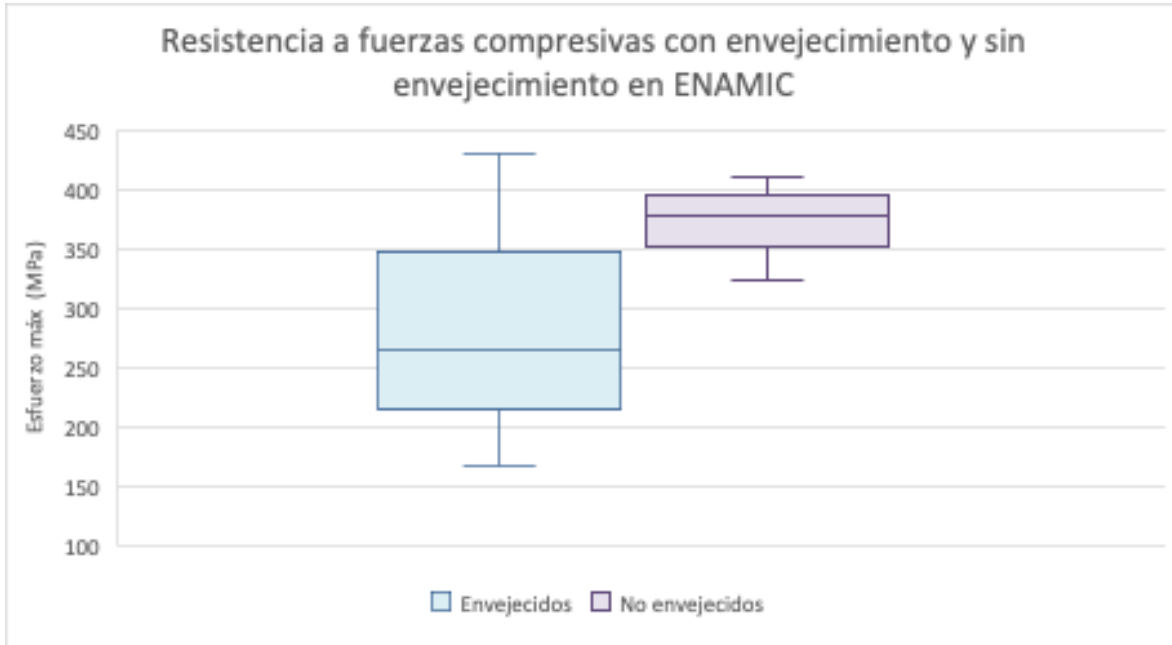
Los valores de resistencia a fuerzas compresivas de endocoronas fabricadas en cerámica híbrida (Enamic, VITA Zahnfabrik, Alemania) con proceso de envejecimiento fueron menores comparadas con las que no fueron envejecidas (Tabla 5); pero esta diferencia no fue estadísticamente significativa ($p=0,51$). Es importante resaltar que las endocoronas que fueron envejecidas, tuvieron una dispersión de datos mayor que las que no fueron envejecidas (Figura 6).

Tabla 5. Resistencia a fuerzas compresivas en dientes restaurados con cerámica híbrida (ENAMIC) con y sin proceso de envejecimiento

	Cerámica híbrida					
	Envejecidos (n=3)			No Envejecidos (n=3)		
Diente	3	19	34	4	5	10
Mpa	167.470	263.872	428.614	409.288	324.286	378.529
Me		263.872			378.529	
Valor de P				0.51		

Me: Mediana; MPa: Megapascales.

Figura 6. Comparación de resistencia a fuerzas compresivas de dientes restaurados con cerámica híbrida (ENAMIC) con y sin envejecimiento



MPa: Megapascales.

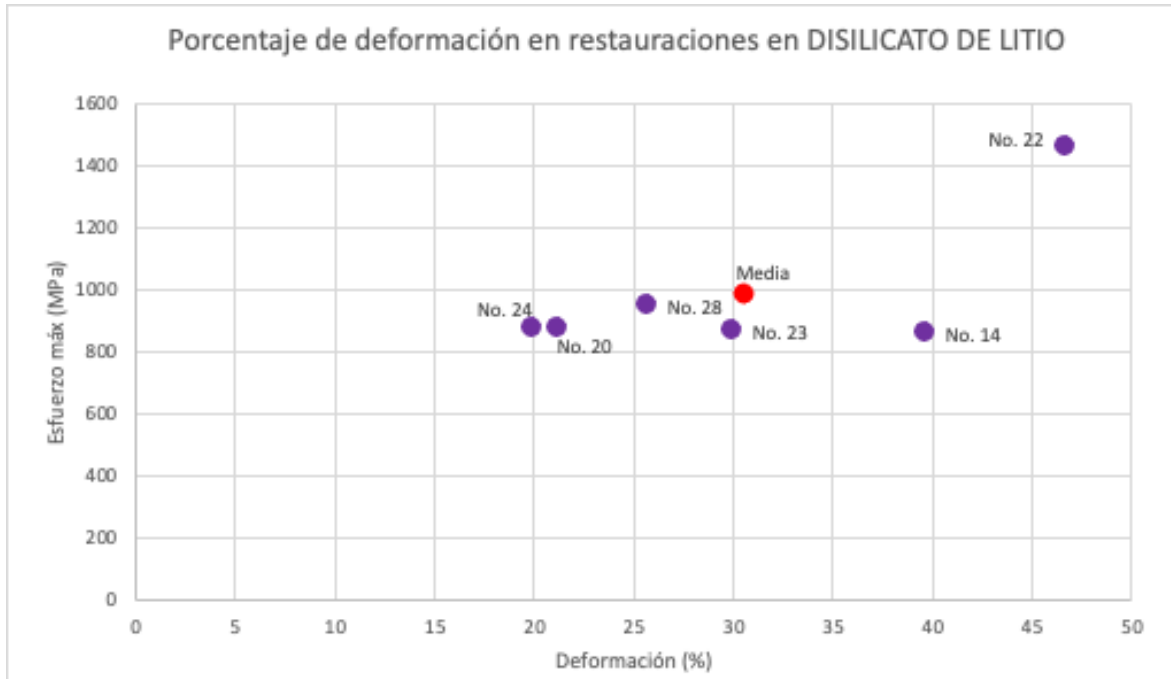
Los porcentajes de deformación de las endocoronas fabricadas en disilicato de litio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) son muy variables en cada uno de los dientes a pesar que el esfuerzo máximo no tiene mucha variabilidad, únicamente por el valor extremo atípico (Tabla 6). Es importante destacar que el diente número 22, que obtuvo la máxima resistencia a fuerzas compresivas también tuvo el máximo porcentaje de deformación de la endocorona porque los dos valores son proporcionales (Figura 7). Se observa que el disilicato de litio, en la mayoría de las muestras, tuvo deformaciones antes de llegar a su deformación máxima (Figura 8).

Tabla 6. Porcentaje de deformación en dientes restaurados con disilicato de litio (IPS e.max CAD)

DISILICATO DE LITIO (n=6)						
No. De diente	No. 14	No. 20	No. 23	No. 22	No. 24	No. 28
MPa	862,49	877,561	869,766	1462,41	875,937	946,55
%	39,6766	19,9057	29,9852	46,746	21,2479	25,697
						Media
						982,452
						30,5431

Me: Mediana; MPa: Megapascales.

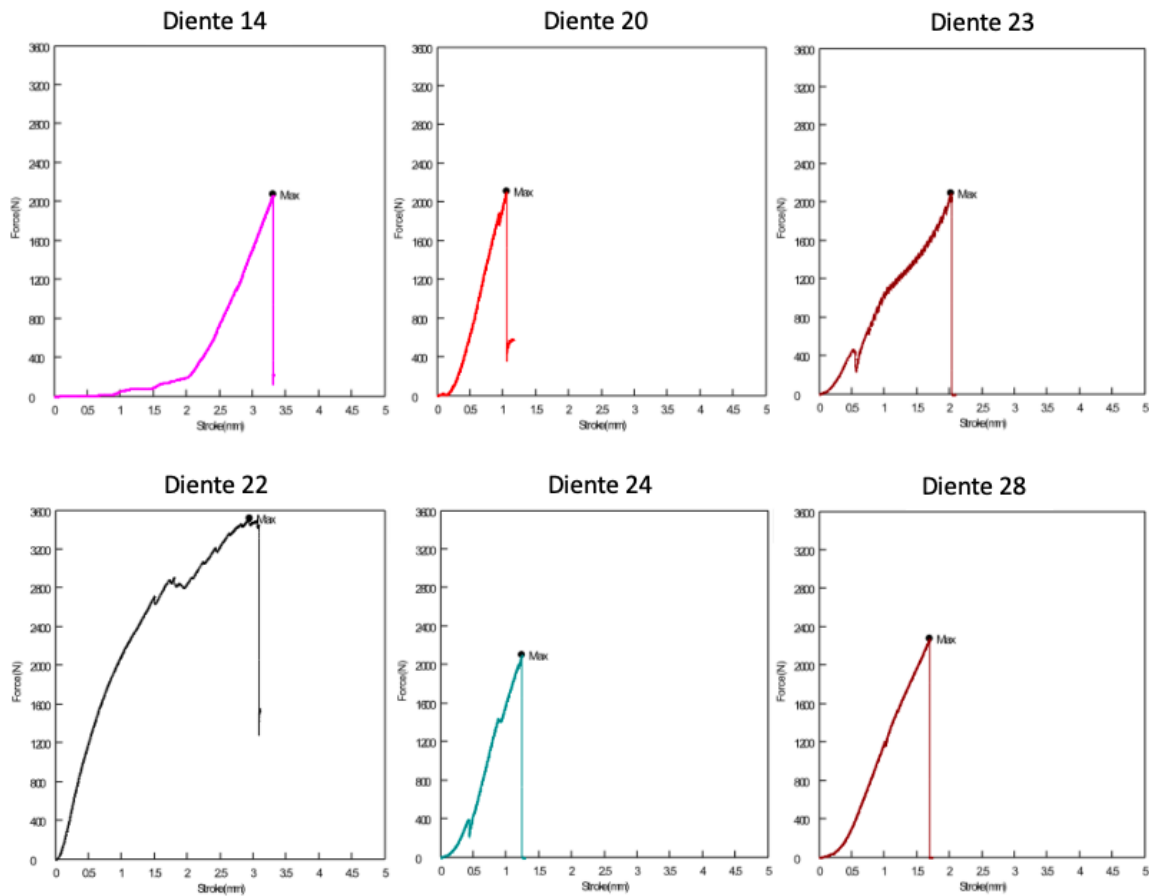
Figura 7. Porcentaje de deformación en dientes restaurados con disilicato de litio (IPS e.max CAD)



MPa: Megapascuales.

Los porcentajes de deformación de las endocoronas fabricadas en cerámica híbrida (Enamic, VITA Zahnfabrik, Alemania) son muy variables en cada uno de los dientes tanto en esfuerzo máximo como en porcentaje de deformación (Tabla 7). Es importante destacar que el diente número 3 que obtuvo la mínima resistencia a fuerzas compresivas, tuvo el máximo porcentaje de deformación de la endocorona (Figura 9). Se observa que en el único diente, restaurado con cerámica híbrida, que presentó deformaciones antes de la deformación máxima fue en el diente 19 (Figura 10).

Figura 8. Fuerza (N) y deformación (mm) del disilicato de litio (IPS e.max CAD).



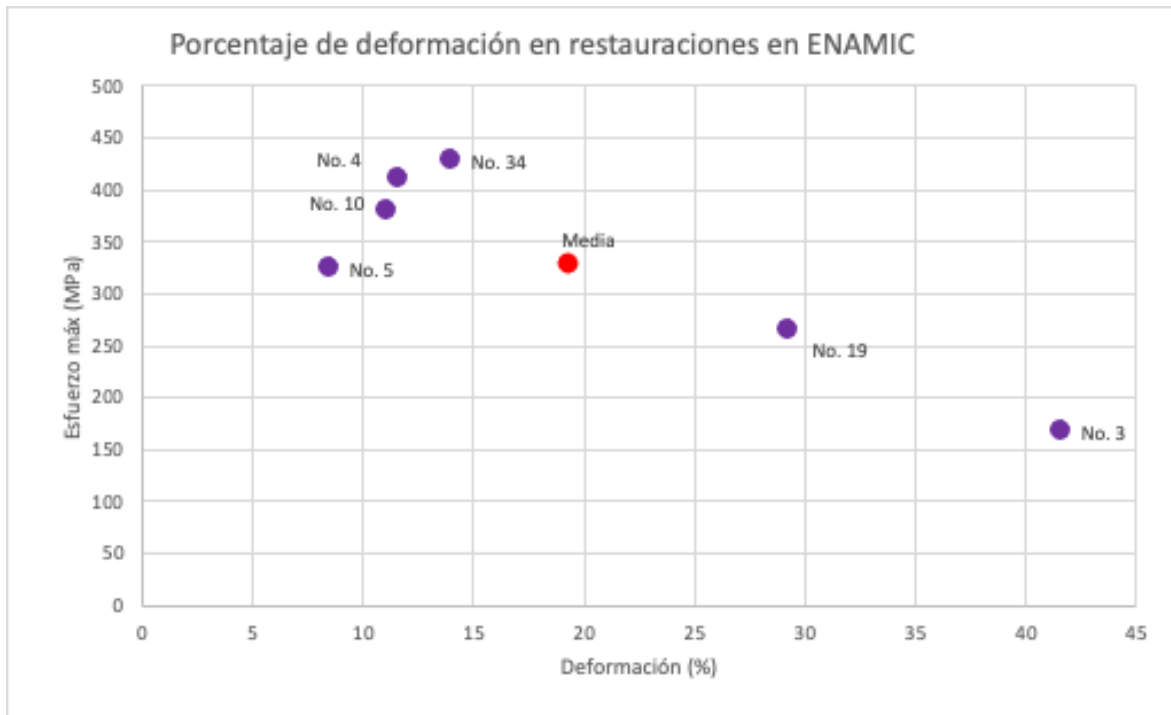
Force: Fuerza; N: Newtons; Stroke: Deformación; mm: Milímetros.

Tabla 7. Porcentaje de deformación en dientes restaurados con cerámica híbrida (ENAMIC)

ENAMIC (n=6)							
No. De diente	No. 3	No. 19	No. 34	No. 10	No. 4	No. 5	
MPa	167,47	263,872	428,614	378,529	409,288	324,286	Media
%	41,6319	29,2414	14,0185	11,1069	11,5897	8,50847	19,3495

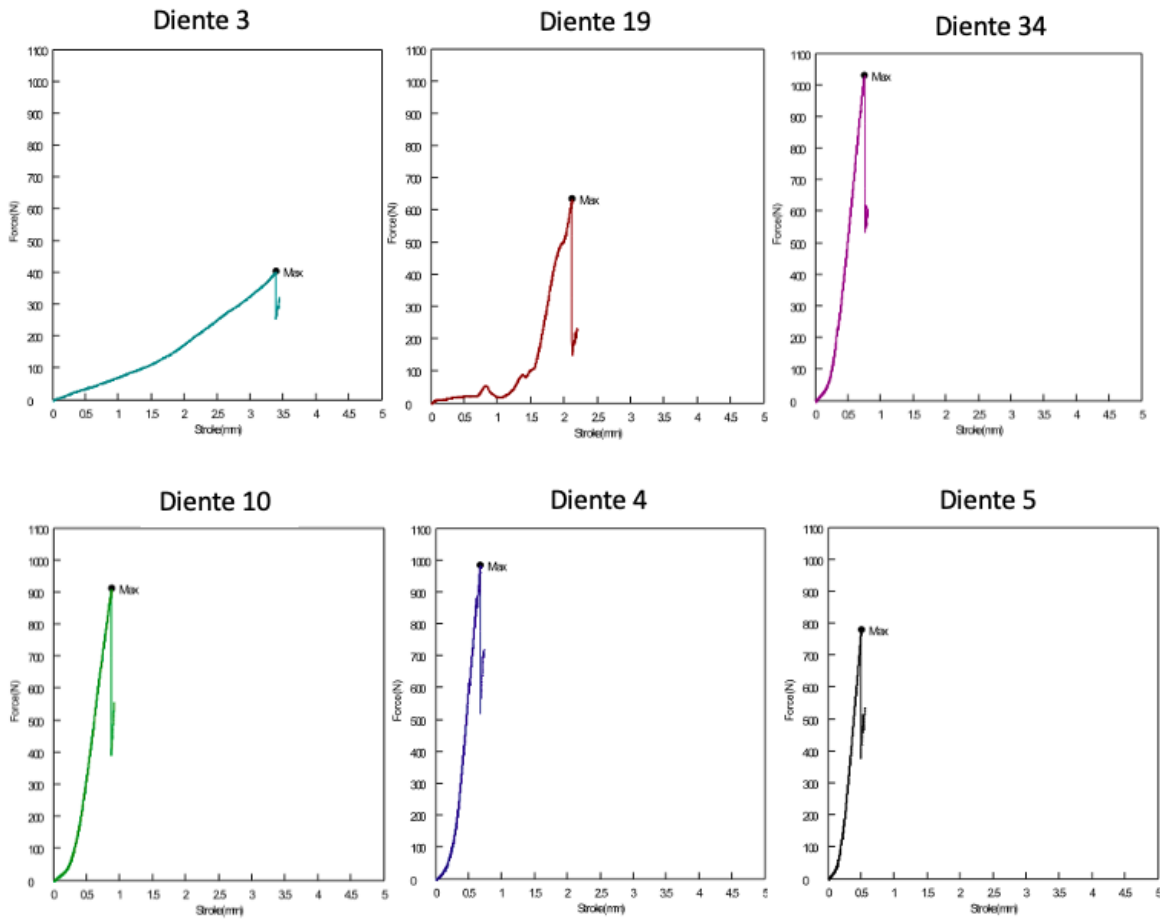
Me: Mediana; Mpa: Megapascales.

Figura 9. Porcentaje de deformación en dientes restaurados con cerámica híbrida (ENAMIC)



MPa: Megapascals.

Figura 10. Fuerza (N) y deformación (mm) de la cerámica híbrida (ENAMIC)



Force: Fuerza; N: Newtons; Stroke: Deformación; mm: Milímetros.

Llama la atención que la fractura desfavorable del diente 14, el cual fue un diente con proceso de envejecimiento, presentó la menor resistencia compresiva dentro del grupo de disilicato de litio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Tabla 8).

La muestra al ser reducida, no reflejó un buen comportamiento de una prueba de Chi-Cuadrado para evaluar de forma cualitativa la ubicación y clasificación de las fracturas que se presentaron en la prueba; por lo tanto, se procede a realizar la descripción de las fracturas (Tabla 8 y Tabla 9) y su visualización (Figura 11). En estas, solo un diente (el diente 14), restaurado con disilicato de litio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) presentó una fractura desfavorable; las demás restauraciones presentaron fracturas favorables que permiten que el diente pueda ser restaurado nuevamente.

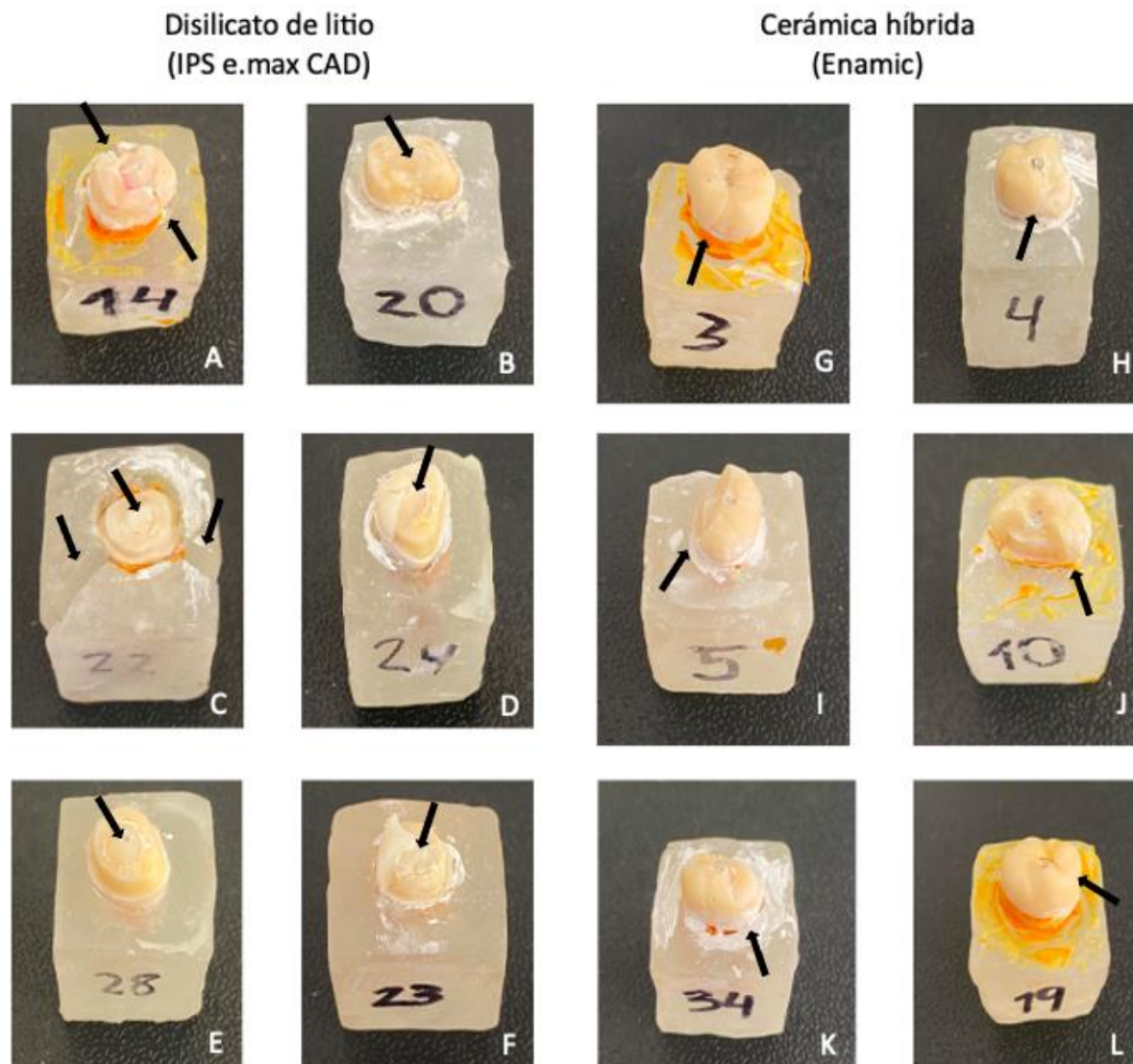
Tabla 8. Descripción fracturas en dientes envejecidos restaurados con cerámica híbrida (ENAMIC) y disilicato de litio (IPS e.max CAD).

Cerámica híbrida (ENAMIC)			Disilicato de litio (IPS e.max CAD)		
Diente	Fractura	Descripción	Diente	Fractura	Descripción
3	Favorable	Fractura de la restauración	14	Desfavorable	Fractura del diente hasta tercio medio radicular
19	Favorable	Fractura de la restauración	20	Favorable	Fractura de la restauración
34	Favorable	Fractura de la restauración	23	Favorable	Fractura de la restauración

Tabla 9. Descripción fracturas en dientes no envejecidos restaurados con cerámica híbrida (ENAMIC) y disilicato de litio (IPS e.max CAD).

Cerámica híbrida (ENAMIC)			Disilicato de litio (IPS e.max CAD)		
Diente	Fractura	Descripción	Diente	Fractura	Descripción
10	Favorable	Fractura de la restauración	22	Favorable	Fractura de la restauración, intrusión del diente y fractura del bloque acrílico
4	Favorable	Fractura de la restauración	24	Favorable	Fractura de la restauración
5	Favorable	Fractura de la restauración	28	Favorable	Fractura de la restauración

Figura 11. Fracturas presentadas en cada grupo de endocoronas fabricadas en disilicato de litio y cerámica híbrida.



Disilicato de litio. A: Fractura total de la restauración y fractura dental; B: Fractura total de la restauración; C: Fractura total de la restauración, fractura del bloque de acrílico, intrusión dental; D,E,F: Fractura total de la restauración. **Cerámica híbrida.** G,H,I,J,K,L: Fractura parcial de la restauración.

Discusión

La odontología restauradora se ha basado principalmente en preservar el tejido dental sano y cada día se habla más de odontología conservadora o mínimamente invasiva (1). Los retenedores intrarradiculares junto con corona completa y las endocoronas son los tratamientos de elección descritos en la literatura cuando un diente tiene gran pérdida de estructura coronal y además, requiere tratamiento de endodoncia (4).

Las endocoronas son restauraciones adhesivas que preservan la mayor cantidad de tejido dental sano y no requieren ningún tipo de retenedor intraradicular como los postes en fibra de vidrio, cerámicos o metálicos, que pueden disminuir la resistencia del diente y por ende aumentar la posibilidad de fractura (3,9). Está reportado que los dientes rehabilitados con retenedores intrarradiculares y coronas completas pueden presentar un 29% de fracturas radiculares, mientras que con las endocoronas se pueden presentar un 6% de estas (1). En la presente investigación se pudo observar que solo un diente presentó fallas catastróficas, corroborando que las endocoronas tienden a proteger el diente.

Adicional, los retenedores intrarradiculares tradicionales presentan preocupaciones que incluyen el riesgo de perforación de la raíz y la necesidad de eliminar tejido sano en el conducto radicular debilitando así el complejo diente-raíz (11).

Lenz y col. concluyeron en una revisión sistemática que las endocoronas mostraron un rendimiento biomecánico similar o mayor que las restauraciones tradicionales en la mayoría de los estudios evaluados (12). Sin embargo, como en todo tratamiento odontológico, la elección del material es un factor importante para el éxito de la restauración. Por lo anterior, el presente estudio evaluó y comparó el efecto de la preparación y los materiales, disilicato de litio y cerámica híbrida, para la fabricación de endocoronas CAD-CAM sobre la resistencia a la fractura.

Para evaluar, de manera *in vitro*, las endocoronas en disilicato de litio y cerámica híbrida es importante disminuir todas las variables posibles y así mismo simular un ambiente lo más cercano a una realidad clínica. En este estudio se realizaron endodoncias en todos los dientes por un mismo operador (CV) evaluando los dientes como un mismo sistema, que incluye el diente con tratamiento de endodoncia, sellado cameral con ionómero de vidrio, simulación del ligamento periodontal y la endocorona. Existen estudios previos realizados sobre la resistencia a la fractura de endocoronas, en donde no se les realizó endodoncia a los dientes previo a la restauración (13), por lo que es importante resaltar que va a existir una diferencia o variabilidad entre los resultados, debido a que los dientes tratados endodónticamente presentan cambios en la microestructura por la preparación químico-mecánica de los conductos radiculares, pérdida de tejido dental, pérdida de agua y cambios en las propiedades mecánicas del diente (14).

En este modelo *in vitro* se decidió realizar el tratamiento de endodoncia considerando que la dentina en un diente sano tiene un módulo de elasticidad de 18 GPa mientras que un diente tratado endodónticamente tiene un módulo de elasticidad que aumenta 3.9 GPa. Al aumentar el módulo elástico, aumenta la rigidez y por ende aumenta la probabilidad de fractura del diente por eso es importante que se realice el tratamiento de endodoncia para simular, con mayor exactitud, la realidad clínica (14).

En la literatura está descrito como la simulación del ligamento periodontal con silicona puede tener un efecto favorable en pruebas de resistencia a la fractura al permitir una mejor distribución de las cargas sobre el diente (15). Para simular el ligamento periodontal en este estudio, se utilizó silicona liviana Elite HD+ (Zhermack, Italia) que es un polivinilsiloxano hidrófilo de baja viscosidad con propiedades como la estabilidad dimensional, la resistencia al desgarro y la recuperación elástica del 99%. El ligamento periodontal tiene un módulo elástico de 0.069 GPa y su función es disipar las fuerzas excesivas, minimizando los efectos sobre la estructura dental por lo que al usar la silicona liviana (elite HD+, Zhermack, Italia) se representó el ligamento periodontal para lograr distribuir el estrés al realizar la prueba de resistencia a la fractura en los dientes restaurados con endocoronas. El espesor del ligamento periodontal varía entre 0.10-0.38 mm por lo que se colocó un espesor de silicona liviana de 0.30 mm alrededor de las raíces de todos los dientes utilizados en este estudio. Sin embargo, vale la pena resaltar, que el comportamiento real del ligamento periodontal es complejo.

Hay múltiples estudios que describen las fuerzas en newtons (N) de la función masticatoria de un paciente normal y un paciente bruxómano, estas fuerzas se encuentran en un rango de 600-900 N (16). En este estudio los dos materiales entraron en los rangos de resistencia a las fuerzas compresivas que se pueden considerar clínicamente adecuadas. Siendo el disilicato el que presentó una mayor media (Me: 2363,07 N) y la cerámica híbrida con una media menor (Me: 790,56 N) permitiendo catalogar este último como una alternativa adecuada para restauración en pacientes no bruxómanos.

El disilicato de litio utilizado fue IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) el cual es un bloque de cerámica de vidrio de disilicato de litio para uso exclusivo con la técnica de CAD/CAM. Este bloque se fresa en su estado cristalino intermedio, siendo metasilicato de litio, en donde el color es azul y en este estado, la resistencia del material a la flexión es de 130-150 Mpa. Cuando ya el bloque está fresado, la restauración se lleva a un horno de cerámica (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) durante 20-25 minutos a 840°C o 1.544°F para finalizar su cristalización y pasa a ser disilicato de litio. Este proceso provoca la transformación de la microestructura del material a través del crecimiento controlado de cristales de disilicato de litio, cambiando de esta manera su color al elegido y aumentando la resistencia de la restauración. Los bloques de IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) están compuestos principalmente por dióxido de silicio (57-80%), óxido de litio (11-19%), óxido de potasio (0-13%) y otros óxidos (0-8%). Este, según la ISO 6872, tiene una resistencia a la flexión de 360 MPa, dureza de 5.8 GPa y un módulo de elasticidad de 95 GPa (17).

Un estudio realizado por Gresnigt et al. demostró que la resistencia a la fractura de endocoronas realizadas en disilicato de litio con envejecimiento tuvieron una media de resistencia a la fractura de 2.428 N y en el presente estudio se obtuvo una media resistencia a la fractura de 2.362 N, por lo que son realmente similares (11). Otro estudio realizado por Sedrez-Porto et al. demostró una media de resistencia a la fractura de 1979 N (18).

Al tener una muestra disminuida y no poder contar con una prueba que se comportara adecuadamente para la comparación estadística en el presente estudio la única fractura que involucró al diente se presentó en el disilicato de litio envejecido. Así mismo al presentar el disilicato un módulo de elasticidad más alto (95 GPa) (19) su comportamiento durante el proceso de compresión vertical no se ve de forma lineal, sino, que se presentan depresiones en el gráfico asociados a microfisuras que posteriormente llevan a una fractura definitiva. Al fracturarse se generaron múltiples fragmentos del material dejando en la mayoría únicamente remanente de la restauración en el área de la cámara pulpar.

La cerámica híbrida utilizada fue Enamic (VITA Zahnfabrik, Alemania) la cual es un bloque con matriz dual en donde la matriz de la cerámica es reforzada con una matriz de polímero, interpenetrándose totalmente, y es de uso exclusivo con la técnica CAD/CAM. La matriz de cerámica está compuesta por una cerámica de feldespato de estructura fina siendo el 86% en peso y 75% en volumen de la cerámica híbrida, y la matriz polimérica está compuesta por polímero de metacrilato, a base de monómeros como el UDMA (dimetacrilato de uretano) y el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato), siendo el 14% en peso y el 25% en volumen de la cerámica híbrida. La matriz polimérica genera un elevado potencial para absorber las fuerzas, buena elasticidad y una gran capacidad de carga lo que se traduce en una alta resistencia. Esta cerámica híbrida, según la ISO 6872, tiene una resistencia a la flexión de 150-160 MPa, dureza de 2.5 GPa y un módulo de elasticidad de 30 GPa (20).

En este estudio se evidencia lo que se ha postulado como una de las principales ventajas de este material que es su alto grado de precisión dimensional, una dureza baja que genera menor estrés al contacto y capacidad de redistribución de estrés, por ello es una muy buena alternativa como material restaurador (21).

En lo que respecta a los dientes restaurados con cerámica híbrida, este es un material con un módulo de elasticidad más bajo (30 GPa) y similar al de la dentina del diente natural (18 GPa) (16). Analizando esta característica dentro de este estudio es importante destacar cómo esta similitud pudo verse reflejada en los tipos de fracturas que se presentaron en las diferentes muestras donde el material al momento de fracturarse generó una única línea de fractura y en ninguno de los casos se observó fractura del remanente dental, clasificándolas todas como fracturas favorables. El comportamiento biomecánico de la cerámica híbrida, en este estudio, evidenció una deformación en las cargas iniciales y luego un aumento lineal en las fuerzas hasta la fractura, esta fractura está representada como un descenso abrupto en la fuerza aplicada.

Estos resultados son similares a los obtenidos por Satheesh Haralur en 2020, donde el disilicato de litio presentó valores más altos de resistencia compresiva que la cerámica híbrida (4).

También, el envejecimiento físico de las restauraciones reproduce lo que ocurre en la realidad. El termociclado consiste en una secuencia de diferentes temperaturas y las cargas cíclicas consiste en la fatiga del material restaurador. El envejecimiento realizado en el presente estudio fue de 10.000 ciclos que equivale a 1 año. En este estudio, por el tamaño de la muestra, no se detectó una diferencia estadísticamente significativa entre los dientes restaurados endocoronas envejecidas y no envejecidas. Sin embargo, tanto los dientes restaurados con endocoronas en disilicato de litio como en cerámica híbrida envejecidos, tuvieron una resistencia a la fractura menor que los no envejecidos. El envejecimiento físico de las restauraciones en las que predomina el sílice, ocurre modificación de la matriz de vidrio, en donde la fase cristalina comienza a disolverse, haciendo que se genere una superficie rugosa (22).

Dentro de este estudio, la principal limitación consistió en una disminución del tamaño de la muestra debido al financiamiento del estudio. Debido a esta reducción, la muestra no representó valores significativos para pruebas estadísticas como el chi cuadrado para evaluar de forma cualitativa el tipo de fractura que se presentó en los dientes del estudio. Por lo anterior, se realizó un cálculo tentativo para un tamaño de muestra ideal con un nivel de confianza del 95% y un error del 5% la muestra total debe ser de 384 dientes. Se sugiere realizar estudios con una muestra más grande y que cumplan la mayor cantidad de

condiciones similares a la realidad clínica. Otros estudios han utilizado dientes sanos como control ya que el objetivo final es que las restauraciones sobrevivan tanto como los dientes por lo que esto se puede considerar como una limitación en este estudio que no los usó como grupo control.

Conclusiones

Bajo las condiciones de este estudio in vitro, considerando las limitaciones, se pudo dar conclusiones preliminares en donde se encontró una mayor resistencia a la fractura de endocoronas diseñadas y fresadas en disilicato de litio que en cerámica híbrida. Se observó un comportamiento biomecánico diferente en los dos materiales. La fatiga a los materiales a través del termociclado y las cargas cíclicas tuvo impacto en la resistencia a la fractura tanto en el disilicato de litio como en la cerámica híbrida. Se deben realizar estudios con un tamaño de muestra mayor para obtener resultados concluyentes.

Referencias Bibliográficas

1. Govare N, Contrepolis M. Endocrowns: A systematic review.
2. Tzimas K, Tsiafitsa M, Gerasimou P, Tsi trou E. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restor Dent Endod*. 2018;43(4).
3. Schwartz RS, Robbins JW. Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. 2004.
4. Haralur SB, Alamrey AA, Alshehri SA, Alzahrani DS, Alfarsi M. Effect of different preparation designs and all ceramic materials on fracture strength of molar endocrowns. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2020;18.
5. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: An alternative approach for restoring extensively damaged molars. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2013 Dec;25(6):383–90.
6. Mainjot AKJ. The One step-No prep technique: A straightforward and minimally invasive approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using polymer-infiltrated ceramic network (PICN) CAD-CAM prostheses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020 Mar 1;32(2):141–9.
7. Pissis P. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent* [Internet]. 1995;7(5):83–94. Available from- <http://europepmc.org/abstract/MED:7548896>. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1995;83–94.
8. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. Vol. 1, *J Adhes Dent* • • • . 1999.
9. Sedrez-Porto JA, Rosa WL de O da, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. Vol. 52, *Journal of Dentistry*. Elsevier Ltd; 2016. p. 8–14.
10. Al-Dabbagh RA, Pros Mc, CRS Edin Mp. Survival and success of endocrowns: A systematic review and meta-analysis.
11. Gresnigt MMM, Özcan M, Van Den Houten MLA, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dental Materials*. 2016 May 1;32(5):607–14.
12. Lenz U, Bacchi A, Della Bona A. Biomechanical performance of endocrown and core-crown restorations: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. John Wiley and Sons Inc; 2023.
13. Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT. Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014 Oct 1;112(4):942–8.
14. Caparoso Pérez C, Andrés J, Vargas D. REVISIÓN DE TEMA CERÁMICAS Y SISTEMAS PARA RESTAURACIONES CAD-CAM: UNA REVISIÓN CAD-CAM RESTORATIONS SYSTEMS AND CERAMICS: A REVIEW. Vol. 22. 2010.
15. Marchionatti AME, Wandscher VF, Broch J, Bergoli CD, Maier J, Valandro LF, et al. Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. *Journal of Applied Oral Science*. 2014;22(5):450–8.
16. Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TMG. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. *Dental Materials*. 2015 Aug 1;31(8):928–40.
17. Hynková K, Voborná I, Linke B, Levin L. Compendium of current ceramic materials used for the CAD/CAM dentistry. *Acta Stomatologica Marisiensis Journal*. 2021 Jun 1;4(1):7–17.

18. Sedrez-Porto JA, Münchow EA, Valente LL, Cenci MS, Pereira-Cenci T. New material perspective for endocrown restorations: Effects on mechanical performance and fracture behavior. *Braz Oral Res.* 2019;33.
19. Tribst JPM, Giudice R Lo, Dos Santos AFC, Borges ALS, Silva-Concílio LR, Amaral M, et al. Lithium disilicate ceramic endocrown biomechanical response according to different pulp chamber extension angles and filling materials. *Materials.* 2021 Mar 1;14(5).
20. Hasanzade M, Sahebi M, Zarrati S, Payaminia L, Alikhasi M. Comparative Evaluation of the Internal and Marginal Adaptations of CAD/CAM Endocrowns and Crowns Fabricated from Three Different Materials. *Int J Prosthodont.* 2021 May;34(3):341–7.
21. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *Journal of Advanced Prosthodontics.* 2017 Dec 1;9(6):486–95.
22. Porojan L, Vasiliu RD, Bîrdeanu MI, Porojan SD. Surface characterization and optical properties of reinforced dental glass-ceramics related to artificial aging. *Molecules.* 2020 Aug 1;25(15).